



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **11113878 A**(43) Date of publication of application: **27 . 04 . 99**

(51) Int. Cl.

**A61B 5/055
G01R 33/54**(21) Application number: **09284945**(22) Date of filing: **17 . 10 . 97**

(71) Applicant:

HITACHI MEDICAL CORP

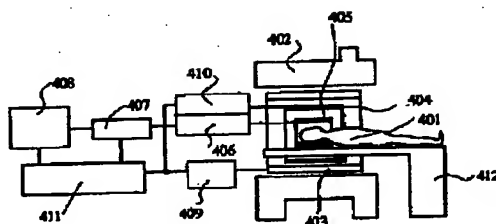
(72) Inventor:

**TAKIZAWA MASAHIRO
TAKAHASHI TETSUHIKO****(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD****(57) Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To correct a body movement while holding high time resolution of an animation by generating navigation echoes with every RF pulse irradiation, and obtaining an image by correcting a phase of an echo signal by successively renewing the navigation echoes with every image by detecting these.

SOLUTION: In an MRI device having a magnet 402 to generate a magnetostatic field around an examinee 401, an inclined magnetic field coil 403 to generate an inclined magnetic field in a space, an RF coil 404 to generate a high frequency magnetic field in this area and an RF probe 405 to detect an MP signal generated by the examinee 401, when there is a body movement between shots in an obtained animation, it becomes an artifact. Then, when the animation is obtained, navigation echoes are generated with every RF pulse irradiation, and a phase of an echo signal is corrected by successively renewing the navigation echoes with every image by detecting these. Therefore, reference time to correct the body movement can be minutely set, and high time resolution is held.

COPYRIGHT: (C)1999,JPO



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-113878

(43)公開日 平成11年(1999) 4月27日

(51)Int.Cl.⁸

識別記号

F I

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 7 6

G 0 1 R 33/54

G 0 1 N 24/02

5 3 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 7 頁)

(21)出願番号

特願平9-284945

(22)出願日

平成9年(1997)10月17日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 瀧澤 将宏

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72)発明者 高橋 哲彦

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

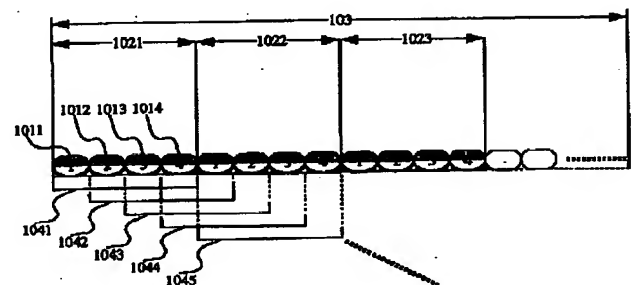
(74)代理人 弁理士 多田 公子 (外1名)

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング方法

(57)【要約】

【課題】動画像MRIにおいて高い時間分解能を保持しつつ体動アーチファクトを補正するMRI方法を提供する。

【解決手段】被検体に磁気共鳴周波数のRFパルスを照射後、エコー信号を時系列的に検出するシーケンスと、得られたエコー信号を用いて画像を再構成するステップとを連続して繰り返し、画像再構成に用いるエコー信号の一部を順次更新して動画像を得る磁気共鳴イメージング方法において、RFパルス照射毎にナビゲーションエコーを発生させると共にこれを検出し、画像毎に、画像再構成に用いるエコー信号を位相補正するための基準となるナビゲーションエコーを順次更新してエコー信号を位相補正し、画像を得る。これによりナビゲーションエコーを用いた体動補正の基準時間を細かく設定でき時間分解能が保持できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体に磁気共鳴周波数のRFパルスを照射後、エコー信号を時系列的に検出するシーケンスと、得られたエコー信号を用いて画像を再構成するステップとを連続して繰り返し、画像再構成に用いるエコー信号の一部を順次更新して動画像を得る磁気共鳴イメージング方法において、前記RFパルス照射毎にナビゲーションエコーを発生させると共にこれを検出し、画像毎に、画像再構成に用いるエコー信号を位相補正するための基準となるナビゲーションエコーを順次更新して前記エコー信号を位相補正し、画像を得ることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体中の水素や炭素等からの核磁気共鳴（以下、NMRという）信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する磁気共鳴撮影（MRI）装置におけるイメージング方法（以下、MRI方法という）に関し、特に動画像における高い時間分解能を保持しつつ体動アーチファクトをなくしたMRI方法に関する。

【0002】

【従来の技術】マルチショットエコープラーナイメージング（マルチショットEPI）や3次元EPI等において、ショット間で被検体が動くことにより画像に生じる体動アーチファクトを低減させるためのナビゲーションエコー法が知られている（Seong-Gi Kimら「ナビゲータを持つ高速インターリーブEPI：4テスラにおける高分解能の解剖学的及び機能的イメージ」マグネティックレゾナンスインメディスン 35:895-902、June 1996）。

【0003】ナビゲーションエコーは、例えば図4に示すマルチショットEPIシーケンスにおいてRFパルス201と一連のエコー取得ルーチン211との間で、ナビゲーションエコー発生用傾斜磁場パルスを印加することにより発生させる。このようなシーケンスを図5に示す。図示するようにナビゲーションエコーは各RF照射毎に1個以上入っている。繰り返し時間210以内での被検体の位置ゆらぎはないものとし、1の繰り返し時間内で取得されたナビゲーションエコーと他の繰り返し時間内で取得されたナビゲーションエコーとの変化から、被検体の動きを推定する。

【0004】例えば図6に示すように、1枚の画像を得るために1個のナビゲーションエコーを含む繰り返し単位304の計測を4回繰り返しする場合（305）、ショット番号1番の最初の計測（図中灰色で示す）のナビゲーションエコーを基準として、それ以降の3回の計測（ショット番号2～4）のナビゲーションエコーの変化から対応する本計測データ（図5の207）について所定の体動補正

を行い1枚の画像601を得る。

【0005】一方、動画像のMR画像にマルチショットEPIを適用するものとして、MRフロロスコピーが知られている。これは図7に示すように、計測開始から計測終了まで随時繰り返し単位209の計測を行い続けながらエコー信号を取得し、最後に行った計測から新しい順に、画像一枚を再構成するのに必要な数のエコー信号、例えば図7では4回分の計測で得られたエコー信号を用いて、各時間での画像を再構成するものである。

【0006】このようなMRフロロスコピーによってもショット間の体動によるアーチファクトの問題は生じるが、MRフロロスコピーにナビゲーションエコー法を適用したものはなかった。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】上記のMRフロロスコピーにナビゲーションエコー法を組合せて体動補正することが考えられるが、単純に組み合わせた場合には、図8に示すように、1計測304ずつ順次ずらして画像501を構成していく際に各画像で位相補正の基準となるナビゲーションエコーは、4回の繰り返し単位のショット番号のうち固定的なショット番号のもの、例えば1番（図中灰色で示す）のナビゲーションエコーとなる。

【0008】この場合、画像501は計測304の繰り返し時間TR毎に更新されるが、基準となるナビゲーションエコーは最初の計測304から4回目毎に更新されて行くので（更新時は図中灰色で示す、A、B、C）、ナビゲーションエコーを用いた体動補正の基準時刻は4TR間隔に延びることとなる。

【0009】しかし、実用的には体動補正の基準時間を極力細かく設定することが時間分解能向上の上で強く望まれている。

【0010】そこで本発明は、動画像における高い時間分解能を保持したうえで、体動補正を行うことができるMRI方法を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明のMRI方法は、被検体に磁気共鳴周波数のRFパルスを照射後、エコー信号を時系列的に検出するシーケンスと、得られたエコー信号を用いて画像を再構成するステップとを連続して繰り返し、画像再構成に用いるエコー信号の一部を順次更新して動画像を得る磁気共鳴イメージング方法において、RFパルス照射毎にナビゲーションエコーを発生させると共にこれを検出し、画像毎に、画像再構成に用いるエコー信号を位相補正するための基準となるナビゲーションエコーを順次更新してエコー信号を位相補正し、画像を得るものである。

【0012】基準となるナビゲーションエコーを順次更新していくことにより、体動補正の基準時刻を画像の更新間隔と一致させることができ、高い時間分解能を有して体動補正を行うことができる。

【0013】このようなMRI方法は、複数回のRFパルスの照射を繰り返すことにより取得したエコー信号から画像データを得る場合、即ちマルチショットシーケンスにおいて好適に適用することができ、ショット間に生じた体動によるアーチファクトをなくすることができる。

【0014】ナビゲーションエコーは、好適には、各RFパルスに対して少なくとも1つの位相エンコード量0のナビゲーションエコーを付加的に発生させる。体動補正は、基準となるナビゲーションエコーと、各RFパルスで取得したナビゲーションエコーとの位相差を用い、取得したエコー信号の位相を補正するにより、体動アーチファクトをほぼ完全に排除することができる。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明のMRI方法を図面を参照して説明する。

【0016】図3は、本発明が適用される典型的なMRI装置の概略構成を示す図で、このMRI装置は、被検体401の周囲に静磁場を発生する磁石402と、該空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル403と、この領域に高周波磁場を発生するRFコイル404と、被検体401が発生するMR信号を検出するRFプローブ405とを備えている。ベッド412は被検体が横たわるためのものである。

【0017】傾斜磁場コイル403は、直交する3軸方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源409からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。これら3軸方向の傾斜磁場コイルにより、スライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向からなる3軸方向の傾斜磁場を被検体の置かれた空間に印加することができる。尚、傾斜磁場の印加軸は必ずしも傾斜磁場コイルのx y z軸と一致する必要はない。

【0018】RFコイル404はRF送信部410の信号に応じて高周波磁場をパルスとして発生する。RFプローブ405の信号は、信号検出部406で検出され、信号処理部407で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。画像は表示部408で表示される。傾斜磁場電源409、RF送信部410、信号検出部406は制御部411で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれており、本発明では動画画像形成のためのパルスシーケンスが実行される。

【0019】次に、本発明のMRI方法で採用するMRフロスコピーについて図1を用いて説明する。動画画像を得るには時間的に連続して撮像を繰り返す必要があり、全撮像時間103内に複数回(P回)の撮像1021、1022、1023...を行う。1回の撮像はそれぞれ図5に示すようなマルチショットシーケンスからなり、この例ではショット数4のマルチショットEPIが採用されており、各撮像内は4回の計測1011~1014がなされる。図ではこれに1~4のショット番号を付している。4回の計測において取得されたエコー信号により1枚の画像が再構成される。

【0020】1枚目の画像1041は、撮像1021で取得されたショット番号1~4の組に含まれるエコーを用いて作成される。2枚目の画像1042は、最初の撮像1021におけるショット番号1のエコー信号を、次の撮像1022におけるショット番号1で取得されたエコー信号で更新したエコー信号の組を用いて作成する。同様に、3枚目の画像1043は、最初の撮像1021におけるショット番号2のエコー信号を、次の撮像1022におけるショット番号2のエコー信号で更新したエコー信号の組を用いて作成する。以降同様に、最先ショットで得られたエコー信号を新しく撮像された同一ショット番号のエコー信号と更新することにより、エコートレイン群の一部を順次更新しながら画像を作成する。これにより、計測の繰り返し時間TRの間隔で動画画像を得ることができる。

【0021】このように得られる動画画像はショット間に体動があると、それがアーチファクトとなるため、本発明のイメージング方法では各計測1011~1014毎にナビゲーションエコーを発生、検出するステップを導入し、これらナビゲーションエコーにより画像再構成に用いるエコー信号を位相補正を行う。

【0022】ナビゲーションエコーを発生させるパルスシーケンスは、マルチショットシーケンスにナビゲーションエコーを発生させる手順を加えたもので、図5に示すようにまずスライス傾斜磁場Gs202と同時にRFパルス2011が照射され、次いでナビゲーションエコー発生のための傾斜磁場Gr301が印加される。この傾斜磁場301の正負の印加量が等しくなったところでエコー3021が発生し、これをこれを時間範囲303の間サンプリングし時系列データを得る。このナビゲーションエコーには位相エンコード傾斜磁場が印加されておらず、位相エンコード量0である。

【0023】図5において点線で囲った部分2111、2112は図4に示すマルチショットEPIシーケンスの手順211に対応し、ここではオフセット読み出し傾斜磁場205と位相エンコード量にオフセットを与えるための傾斜磁場Gp203が与えられ、続いて連続して反転する読み出し傾斜磁場Gr206とこれに同期して位相エンコード傾斜磁場Gp204が印加される。反転する読み出し傾斜磁場Gr206の各周期内で各位相エンコードのエコー信号207が時系列的に発生するので、これを時間範囲208の間おのおのサンプリングし時系列データを得る。

【0024】RFパルス照射から手順2111までを位相エンコード傾斜磁場Gp203のオフセット量を変えながら、全位相エンコード量のエコー信号を計測するまで繰り返し時間TR304で繰り返す。例えば位相エンコード方向のエンコード量(KY)を256、1回のRFパルス照射で計測されるエコー信号の数(エコートレイン数M)を64とすると、シーケンスのショット数N(繰り返し数)が4のマルチショットEPIとなる。この場合、読み出し方向のデータ数(KX)は256とする。

【0025】このパルスシーケンスを図1のMRフロロスコピーに適用した場合、ショット数 $N (= 4) \times$ 撮像回数 P に対応する数のナビゲーションエコーが得られる。各ナビゲーションエコーは $V(kx, pn)$ で表すことができる。ここで kx は読み出し方向のデータ番号で $1 \leq kx \leq KX$ を満たす。 pn は p 番目の撮像の n 番目のショットにおいて取得されたナビゲーションエコーであることを表し、 $1 \leq p \leq P$ 、 $1 \leq n \leq N$ を満たす。同様に p 番目の撮像における n 番目のショットにおいて m 番目 ($1 \leq m \leq M$) に取得されたエコー信号 S は、 $S(kx, pn, m)$ で表すことができ、対応するナビゲーションエコー $V(kx, pn)$ (pn が同じであるエコー)の位相情報に基づき体動補正される。

【0026】次にこのようにして得られたナビゲーションエコーを用いた体動補正の方法、即ち各エコー信号 $S(kx, pn, m)$ の位相を補正する手順について説明する。

【0027】本発明のMRI方法では、各ナビゲーションエコーの位相情報を得るための基準となるナビゲーションエコーは特定のショット番号のものに固定されず、順送りにしていく点を大きな特徴としている。即ち、各ショットのナビゲーションエコーは、ある時は体動モニターとしてのナビゲーションエコーであるが、ある時は基準ナビゲーションエコーになる。図1においては各ショットの上半部を灰色、下半部を白色で表示することにより、各ナビゲーションエコーが基準ともなり、モニターともなることを示す。

【0028】本実施例では、画像取得時の被検体位置を*

$$\begin{aligned} \text{re}[C(kx, n)] &= \text{re}[V(kx, n)] \times \text{re}[V(kx, 1)] / |V(kx, 1)| \\ &\quad + \text{im}[V(kx, n)] \times \text{im}[V(kx, 1)] / |V(kx, 1)| \\ \text{im}[C(kx, n)] &= \text{im}[V(kx, n)] \times \text{re}[V(kx, 1)] / |V(kx, 1)| \\ &\quad - \text{re}[V(kx, n)] \times \text{im}[V(kx, 1)] / |V(kx, 1)| \end{aligned}$$

(式中、 $\text{re}[]$ は信号の実部を、 $\text{im}[]$ は信号の虚部を、 $|$ は信号の絶対値を表す。以下、同じ。)

この $C(kx, n)$ を位相シフトマップと名付ける。 n についての位相差 P は、 $C(kx, n)$ を用いて、下式、 $P(kx, n) \equiv \arctan(\text{im}[C(kx, n)] / \text{re}[C(kx, n)])$ により求めることができる。位相差 P は、読み出し方向のデータ番号(kx ; 時相)毎に求められる。

【0033】この位相差から信号 S の位相差を補正するのであるが、上記演算によって求められた位相差は主値を回っている位相変化やノイズを含んでいる。従って、エコー信号 $S(kx, n, m)$ の位相補正に用いるに先立って、位相変化やノイズを補正する処理を行うことが好ましい。

【0034】まず主値を回っている位相を除去するため、 $|P(kx, n) - P(kx-1, n)| > A$ 且つ $|P(kx, n) - P(kx+1, n)| > A$ (A は定数)のときに、 $P(kx, n) = (P(kx-1, n) + P(kx+1, n)) / 2$

* 反映させるため、画像再構成に用いる計測の組の中で時間的に一番古い(最先の)ショットにおけるナビゲーションエコーを基準ナビゲーションエコーに用いる場合を説明する。この場合には、1枚目の画像1041の基準ナビゲーションエコーは $V(kx, 11)$ ($p=1, n=1$)であり、これに基き計測1012~1014で得られたエコーの体動補正がなされ、また2枚目の画像1042の基準ナビゲーションエコーは $V(kx, 12)$ ($p=1, n=2$)である。このように基準ナビゲーションエコーを順次更新していくことにより、体動補正の基準時刻をTR毎に更新することができ、時間分解能が向上する。

【0029】体動補正の方法としていくつかの方法を採用することができるが、ここでは基準ナビゲーションエコーと、体動モニターとしての各ナビゲーションエコーとの位相差を直接求め、この位相差により対応するエコー信号の位相を補正する方法を説明する。

【0030】今、基準ナビゲーションエコーを $V(kx, 1)$ 、基準ナビゲーションエコーによって位相差を求めるべき各ナビゲーションエコーを $V(kx, n)$ とすると、その位相差 P は、例えば次のような演算によって求められる。尚、 $V(kx, 1)$ と $V(kx, n)$ の撮像番号 p は必ずしも一致しているとは限らないが、ここでは撮像番号に対応する符号は説明を簡単にするため省略する。

【0031】まず、下記の演算により信号の実部と虚部の $C(kx, n)$ を求める。

【0032】

【数1】

とする処理を行う。

【0035】こうして主値回りを除去した後の位相はノイズが減少しているが、なお位相シフト量の算出の妨げとなり得るノイズ成分が含まれている。これらノイズ成分は、例えばメディアンフィルタ、バターワースフィルタ、局所平均化処理のようなフィルタ処理により抑制することができ、これにより全体的な位相シフトの変化が得られる。

【0036】さらにフィルタ処理後の位相をより理想的な位相回りに近づけるため、全時相($-kx \sim kx$)または一部分の時相について、例えば $y = ax + b$ (a, b は定数)であるような1次関数に、関数フィッティングする。

【0037】このように補正された位相シフトマップ $C'(kx, n)$ を用いて、エコー信号 $S(kx, n, m)$ を補正し、位相シフトを補正した信号 $S'(kx, n, m)$ を得る。位相シフトの補正は、位相シフトマップ $C'(kx, n)$ と kx 及び n が

10

20

40

50

同一であるエコー信号 $S(kx, n, m)$ について次式の演算により行う。

* 【0038】

* 【数2】

$$\begin{aligned} \text{re}[S'(kx, n, m)] &= \text{re}[S(kx, n, m)] \times \text{re}[C'(kx, n)] / |C'(kx, n)| \\ &\quad + \text{im}[S(kx, n, m)] \times \text{im}[C'(kx, n)] / |C'(kx, n)| \\ \text{im}[S'(kx, n, m)] &= \text{im}[S(kx, n, m)] \times \text{re}[C'(kx, n)] / |C'(kx, n)| \\ &\quad - \text{re}[S(kx, n, m)] \times \text{im}[C'(kx, n)] / |C'(kx, n)| \end{aligned}$$

このように補正された信号 $S'(kx, n, m)$ を用いて画像を再構成することにより、1 画像を得るための計測の組の
実行時間中に被検体が動いた場合にも、その動きによる
位相変化を補正することができ、体動アーチファクトの
ない画像を得ることができる。この実施例による方法
は、被検体が 1 絵素以上の大きな動きをする場合に特に
有効である。

【0039】このような体動補正処理を画像毎に基準となるナビゲーションエコーを更新しながら画像を再構成する。

【0040】尚、以上の実施例では、基準となるナビゲーションエコーとして、エコートレイン群の中で最も早いナビゲーションエコーを用いた場合を説明したが、1
枚の画像を構成する 4 つ計測のうちいずれの計測で取得
されたナビゲーションエコーを基準としてもよい。

【0041】また、上記実施例では位相補正方法として、ナビゲーションエコーの k 空間データを用いて位相差を求め、信号を k 空間で位相補正する方法を説明したが、本発明に適用できるナビゲーションエコーを用いた補正の方法はこれに限定されるわけではなく、ナビゲーションエコーをフーリエ変換した後の信号から位相差を求める公知の体動補正方法も採用できる。例えば、ナビゲーションエコーをフーリエ変換し、フーリエ変換された信号について、異なるナビゲーションエコー間の位相差を求め、ナビゲーションエコーと同じ軸にフーリエ変換された信号に対し、ナビゲーションエコーに対応する信号の位相を実空間上で補正する方法であってもよい。この方法はフーリエ変換を行う回数が多いため時間は要するが、細かい動きを精度よく補正することができるため、拡散イメージングのようなわずかな動きでもアーチファクトが現れるシーケンスに特に有効である。

【0042】また、ナビゲーションエコーをフーリエ変換してプロファイルを求め、フーリエ変換後の異なるナビゲーションエコー間のプロファイルの位置ずれからナビゲーションエコーの位相差を相関関係により求め、対応する信号の位相を k 空間上で補正する方法を採用することもできる。

【0043】また、本発明に適用できる MR フロスコピーの方法は上記実施例で説明したものに限定されず、種々の変更が可能である。例えば、MR フロスコピーの方法として特開平 6-343621 号に記載された方法を採用することもできる。この方法では、1 枚の画像

を構成する複数計測のエコーのうち、特定の位相情報をもつ計測エコー（例えば低空間周波数領域のデータ）のみが画像毎に完全に入れ替わるように計測順序を制御する。

【0044】図 2 はこのような計測方法を示す図で、例えば k 空間を 3 つの領域 21、22、23 に分けて撮像する場合、領域 22 の計測を他の領域の計測より多く繰り返し、順次更新される画像 51、52、53 では領域 22 については常に新しい計測データに置き換わるようにする。即ち、まず領域 21、領域 22、領域 23 のデータを順次収集して画像 51 を再構成し、次のデータ収集では新たに領域 22 及び 21 を順に取得し、直前の画像再構成に用いた領域 23 のデータと共に画像 52 を再構成する。さらに次のデータ収集では新たに領域 22 及び 23 を順に取得し、直前の画像再構成に用いた領域 21 のデータと共に画像 53 を再構成する。この場合、時間経過に伴う画像変化に最も寄与するのは低空間周波数領域であるため、この低空間周波数領域を常に更新される領域 22 とすることにより、再生画像の時間分解能をほとんど劣化させることなく動画を得ることができる。

【0045】このような改良された MR フロスコピーにおいても、各計測にナビゲーションエコーの発生と検出を追加し、画像毎に例えば最先の計測で得られたナビゲーションエコーを基準として他の領域の計測データの位相を補正する。即ち画像 51 では領域 21 の計測で得られたナビゲーションエコーを基準として他の領域の計測データの位相を補正し、画像 52 では領域 23 の計測で得られたナビゲーションエコーを基準として他の領域の計測データの位相を補正する。この場合にも、画像の時間分解能 2TR に合わせて位相補正の分解能も 2TR とすることができる。基準とするナビゲーションエコーは、上述のように 1 つの画像について最先の計測で得られたナビゲーションエコーとしてもよいが、それに限定されず、例えば常に更新される領域 22 の計測で得られたナビゲーションエコーとしてもよい。

【0046】また、一般に MR 撮影の計測では本計測に先立って静磁場均一性を調整するため等のプリスキャンを行う場合があるので、このような場合にはプリスキャン自体にもナビゲーションエコーを加えることができ、このナビゲーションエコーを基準ナビゲーションエコーとしてもよい。

【0047】さらに、本実施例では、MR フロスコピー

10

20

30

40

50

一の基準シーケンスとしてEPIシーケンスを例にとって説明したが、このようなシーケンスに限定されるものではなく、原理的には、エコー信号を得る際にRFパルスのショットを繰り返して1枚の画像再構成のためのエコー信号を得るようなシーケンスに対しては、どのようなものであっても好適に適用できる。このようなシーケンスとして、例えば、パーストイメーシング、ハイブリッドパーストイメーシング、グラディエントエコーシーケンス、分割高速グラディエントエコーシーケンス、3d-EPI、エコーボリューム、スパイラルイメーシング、EPI型スペクトロスコピックイメーシング、拡散イメーシング等が挙げられる。

【0048】また、本実施例では、ナビゲーションエコーをRFパルス1ショットにつき読み出し方向のみに1エコーずつ入れたが、読み出し方向、位相エンコード方向の2方向に入れてもよい。またナビゲーションエコーとしては、1軸方向のナビゲーションエコーに限らず、2つの直交する方向に位相が90度ずれた傾斜磁場を印加することにより発生させたオービタルナビゲーションエコーを採用することもできる。これにより、2つの軸

により形成される平面の位相情報を補正することができる。

【0049】また、本実施例では、ナビゲーションエコーは位相エンコード量0としているが、一般的にはナビゲーションエコーにおける位相エンコード量が同条件ならば0に限られるものではない。

【0050】さらに、本発明は、以上の実施例で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で各*

*種形態を取り得る。

【0051】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、MRフロロスコピーにナビゲーションエコー法を適用する際、基準となるナビゲーションエコーを動画を構成する画像ごとに順次更新していくことにより、動画像のMRI方法において、高い時間分解能を保持しつつ、また、画像取得時の被検体の位置情報を反映しつつ被検体の体動を補正することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI方法の一実施例を説明する図。

【図2】本発明のMRI方法が適用される他の実施例を説明する図。

【図3】本発明のMRI方法を実施するためのMRI装置のブロック図。

【図4】本発明及び従来のMRI方法に適用されるマルチショットEPIのパルスシーケンス図。

【図5】本発明及び従来のMRI方法に適用されるナビゲーションエコー法を説明する図。

【図6】従来のナビゲーションエコー法を説明する図。

【図7】従来のMRフロロスコピーを説明する図。

【図8】MRフロロスコピーとナビゲーションエコー法とを単純に組み合わせた場合を説明する図。

【符号の説明】

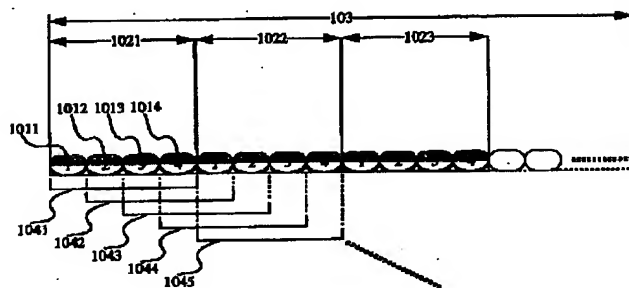
304、1011~1014……繰り返し単位（計測）

1041~1045……画像

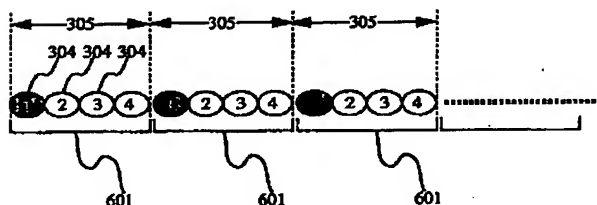
2011、2012……RFパルス

3021、3022……ナビゲーションエコー

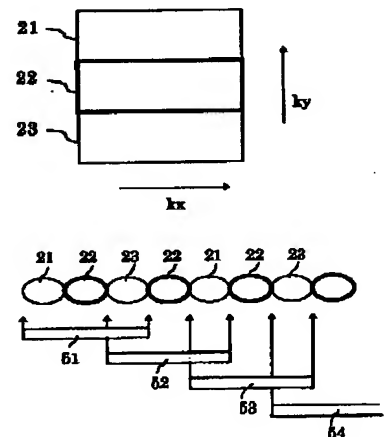
【図1】



【図6】



【図2】





PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **08206095 A**(43) Date of publication of application: **13 . 08 . 96**

(51) Int. Cl.

**A61B 5/055
G01R 33/32**(21) Application number: **07277968**(22) Date of filing: **25 . 10 . 95**(30) Priority: **28 . 10 . 94 DE 94 4438488**(71) Applicant: **PHILIPS ELECTRON NV**(72) Inventor: **BOERNERT PETER DR****(54) MAGNETIC RESONANCE METHOD AND
MAGNETIC RESONANCE APPARATUS**

the magnetic resonance signal.

COPYRIGHT: (C)1996,JPO

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable inhibiting of phase errors or artifact as caused by the phase error to a very high extent by obtaining at least three magnetic resonance signals free from effect by a phase coding gradient the positive and negative polarities of a reading gradient as a whole to obtain a necessary magnetic resonance signal very quickly.

SOLUTION: This apparatus comprises four coils. The coil 3 is extended in the direction (z) and arranged on the surface of a spherical body to generate a magnetic field G_z varying linearly in the direction (z). Also arranged are the coil 7 which is extended in the direction (z) to generate a magnetic field G_x varying linearly in the direction (x) and the coil 5 which is extended in the direction (z) to generate a magnetic field G_y varying linearly in the direction (y). As a result, at least three magnetic resonance signals are obtained free from effect by a phase coding inclination (G_y) in the positive and negative polarities of a reading inclination (G_x). These signals are obtained from a magnetic resonance data which is gained from a magnetic resonance signal or from a Fourier transform of

